

Technische Universität Kaiserslautern

Fernstudium Medizinische Physik

Masterarbeit

**Filmlose Qualitätssicherung (QA) mit EPID
am Therapiesimulator und am Linearbeschleuniger**

von

Simone Stiefel

Betreuer:

Herr Dr. Wolf-Michael Kuschke

Ich versichere, dass ich diese Masterarbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Ort, Datum

Unterschrift

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	i
Glossar	iii
1 Einleitung	10
1.1 Überblick und Stand der Technik	10
1.2 Ziel der Arbeit	11
2 Material und Methoden	13
2.1 Gerätetechnische Ausstattung	13
2.1.1 Therapie-Simulator Acuity EX	13
2.1.2 Linearbeschleuniger Silhouette und DHX	14
2.2 Filme	16
2.2.1 Verwendete Filmtypen	16
2.3 EPID	17
2.3.1 Aufbau des EPID	17
2.3.2 Funktion des EPID	18
2.3.3 EPID- Kalibrierung	19
2.4 Auswertung	23
2.4.1 Filmauswertung	23
2.4.2 „Igor Pro“	24
2.4.3 Verifikationssoftware ARIA	25
2.4.3.1 „Combine Image“ – Tool	25
2.4.2.2 „Treatment“	26
2.4.2.3 „Portal Dosimetry“	26
2.4.5 Microsoft Excel 2007 und Image J	30
3 Entwicklung der Positronic-Prüfplatte	31
4 Evaluierung der QA-Maßnahmen	35
4.1 4-Quadranten-Feld-Aufnahme	36
4.2 Lichtfeld-Strahlenfeld (LSF)	42
4.2.1 LSF (Gantry 0°) am Simulator	42
4.2.2 LSF (Gantry 0°) am Beschleuniger	45
4.2.3 LSF (Gantry 0°, SSD 90 cm und 130 cm) am Beschleuniger	47

4.2.4	LSF (Gantry 270° / 90°) am Beschleuniger	50
4.3	Kongruenz von Gegenfeldern	53
4.4	Isozentrumsverifikation (Sternschuss)	54
4.4.1	IZ-Verifikation am Simulator	56
4.4.2	IZ-Verifikation am Beschleuniger	58
4.5	MLC Positions Tests (statisch)	63
4.5.1	Irreguläre MLC-Figur	64
4.5.2	Offenes MLC-Feld	65
4.5.3	Geschlossenes MLC-Feld	66
4.6	IMRT Maschinen QA (dosimetrische Verifikation und dynamische MLC Tests)	68
4.6.1	Offenes 10 x 10 cm ² -Feld	70
4.6.2	Gartenzaun	71
4.6.3	Speed	72
4.6.4	Beam On/Off	74
4.6.5	Gravitations-Test	75
4.6.6	„Fisch“-Testpatient	76
5.	Ergebnisse und Diskussion	78
5.1	4-Quadranten-Feld-Aufnahme	79
5.2	Lichtfeld-Strahlenfeld	79
5.3	Kongruenz von Gegenfeldern	79
5.4	Isozentrumsverifikation	80
5.5	MLC Positions-Tests (statisch)	80
5.6	IMRT-Maschinen-QA	80
6	Zusammenfassung	83
	Abbildungsverzeichnis	85
	Literaturverzeichnis	87
	Anhang	91
A.1	Monats-QA Simulator	91
A.2	Funktionsweise Linearbeschleuniger	92
A.3	Arbeitsanleitung IMRT-Film-QA	93
A.4	Übersicht QA in der Gemeinschaftspraxis für Strahlentherapie Kassel102	
	Danksagung	104

3 Entwicklung der Positronic-Prüfplatte

Da es aus vielen Gründen nicht möglich ist, direkt im Gewebe zu messen, werden im Allgemeinen sämtliche dosimetrischen Messungen mit Hilfe von Phantomen durchgeführt. Als Phantome bezeichnet man alle Medien, die an Stelle des Patienten bestrahlt werden sollen. Da der menschliche Körper zum größten Teil aus Wasser besteht, verwendet man Wasserphantome bzw. Phantome aus wasseräquivalenter Materie.

Bei dem Material des Phantoms ist die Vergleichbarkeit mit Gewebe von größter Wichtigkeit. In Deutschland sind hierzu im Wesentlichen zwei Kunststoffe im Einsatz: RW3 und PMMA. RW3 wird von der Freiburger Firma PTW (Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pychlau GmbH, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany) vertrieben und ist ein Polystyrol mit einer Beimischung von 2 Gewichtsprozenten Titandioxid. Seine Dichte liegt bei $1,045 \text{ g/cm}^3$. Die Platten haben üblicherweise eine Größe von $30 \times 30 \text{ cm}^2$ und sind in Stärken von 1 mm bis 10 mm lieferbar. RW3 wird oftmals als Festwasser bezeichnet, da es (dosimetrisch) nahezu äquivalent zu Wasser ist. Für das unter Kapitel 4.6 beschriebene QA wurden diese Platten benutzt.

Für die EPID-QA-Tests aus Kapitel 4.1 – 4.5 musste ein neues Test-Objekt entwickelt werden, das mit den entsprechenden Markierungen versehen ist, da nun nicht mehr die Anzeichnung auf dem Film gemacht werden kann. Anstelle der Applikation der Strahlung auf den Film in Isozentrumsebene wird nun das Bild des Testobjektes von dem Imager aufgenommen. Ohne zusätzliches Objekt wäre nicht eindeutig zu klären, ob ein Bildfehler durch Fehlpositionierung des EPID verursacht wird. Das Objekt soll sich in der Isozentrumsebene anstelle des Films befinden.

Für die QA-Tests aus Kapitel 4.1 – 4.5 wurde eine Platte wie folgt entwickelt: sie sollte multifunktional für alle Tests einsetzbar sein, so dass nicht für jeden Test eine eigene Platte notwendig ist. Sie sollte langzeitstabil sein und für Verifikationen im Licht- und Strahlenfeld geeignet sein.

Erste Untersuchungen wurden mit verschiedenen PMMA- und RW3-Platten durchgeführt in die verschiedene Materialien eingelassen waren, um herauszufinden welche Objekte als Toleranzmarkierung geeignet waren. Sie müssen hinreichend klein für Toleranzen im mm-Bereich sein und sollten dabei ausreichend gut im Strahlenfeld mit dem EPID aufgelöst werden können. Ausprobiert wurden: Bleikugeln mit Durchmessern von 2 mm – 9 mm, Wolframstifte unterschiedlicher Länge und Dicke sowie Kupferringe, die in variablen Tiefen in die Platten eingelassen waren.

Auch wurde mit unterschiedlichen Plattenmaterialien experimentiert: Da es sich bei den QA-Verifikationen (Kapitel 4.1 - 4.5) nur um geometrische Überprüfungen und nicht dosimetrische Überprüfungen handelt, ist es nicht notwendig ein gewe-

beäquivalentes Material zu verwenden. Außerdem verformen sich nach unserer Erfahrung die Kunststoffplatten bei regelmäßiger Bestrahlung. Die Bestrahlung schädigt die Struktur des Kunststoffs. Dadurch verringert sich dessen Festigkeit und die Platten verziehen sich. Möglich wäre es, durch Nachbearbeiten (tempnen) die Verformung rückgängig zu machen, jedoch ist dann nicht mehr die Genauigkeit der eingelassenen Markierungen gewährleistet.

So wurde in einem nächsten Schritt eine 1 cm dicke Testplatte aus Aluminium angefertigt. Aluminium ist ein durchaus verbreitetes Material für Testplatten, hauptsächlich in der Röntgendiagnostik. Bei den EPID's liefert der Hersteller z.B. ein 4 cm dickes Aluminiumphantom zur Überprüfung der Auflösung mit, also sollte eine 1 cm dicke Aluminiumplatte keine Artefakte in der Bildaufnahme erzeugen. Dies konnte anhand unterschiedlicher Testbilder gezeigt werden. Die 1 cm dicke Platte führt zu keinerlei Artefakten bei der Bildaufnahme und damit zu einer genauso guten Erkennbarkeit der Toleranzmarkierungen, so dass die Prüfplatte wegen der Langzeitstabilität aus Aluminium hergestellt wurde.

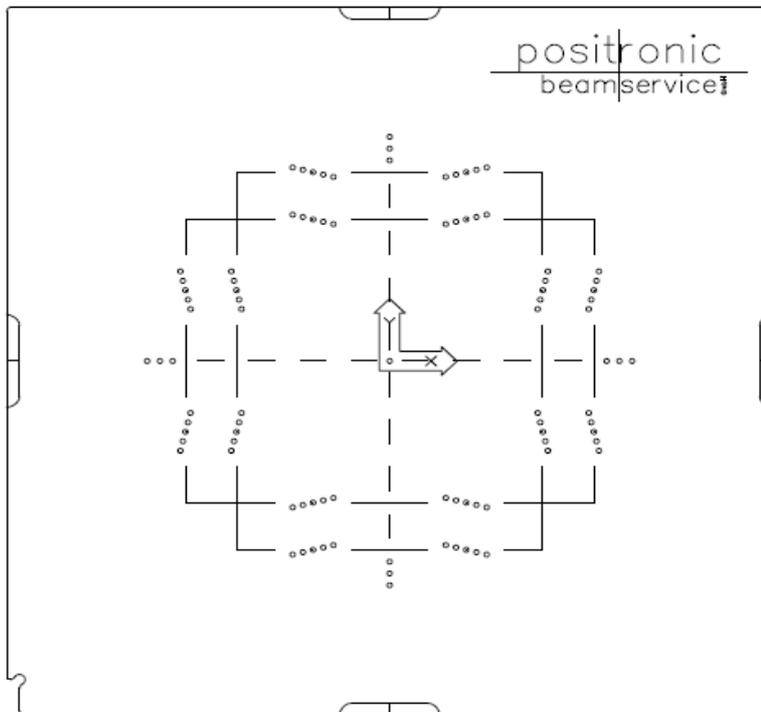


Abbildung 13: Vorderansicht der Positronic-Prüfplatte

Allerdings hat die Aluminiumplatte im Vergleich zu den Kunststoffplatten einen unschönen Effekt: die Lichtreflektion an der Oberfläche, was bei der Justierung nach Laser und der Einstellung des Halbschattens des Lichtfeldes sehr störend ist. Es gibt Verfahren die Oberfläche zu matieren: Eloxieren, Pulverbeschichten oder Schleifen. Da erstere Verfahren aufwändig sind und weitere Probleme bezüglich der gewünschten Oberflächenmarkierungen aufwarfen, wurden verschiedenen Oberflächen-Rauhigkeiten ausprobiert. Die 2400-Körnung wurde als ausreichend erachtet. Die matte Oberfläche reflektiert nach wie vor das Licht, jedoch diffuser, so daß bei nicht arbeitstäglichem Einsatz der Platte, dies akzeptabel ist.

Die konzipierte Aluminium-Prüfplatte (Abbildung 14) ist naturfarben, mit ange-rauter Oberfläche und Gradheit und Ebenheit nach ISO 2768-2 H von der Firma Positronic (Positronic beam service, Industriestraße 10 E, 25462 Rellingen) herge-stellt worden. Sie hat eine Größe von 30 x 30 cm² und eine Dicke von 1 cm. Sie ist für Verifikationen in SSD = 100 cm (Plattenoberfläche bei horizontalen Auf-nahmen, Plattenmitte bei vertikalen Aufnahmen) gefertigt.

Für die QA-Tests zur Lichtfeld-Strahlenfeld-Verifikation sind auf der Prüfplatte zwei um 90° zueinander gedrehte Rechteckfelder der Größe 12 x 16 cm² markiert (Kapitel 4.2). Die Prüfplatte besitzt 16 Gruppen aus je 5 eingelassenen Wolfram-stiften (Durchmesser 2 mm) zur Beurteilung von Abweichungen in Millimeter im Strahlenfeld (+2, +1, 0, -1, +2).

Es wurde darauf geachtet, dass die Toleranzmarkierungen parallel angeordnet sind, so kann auch die Parallelität von Strahlenfeldern einfach und visuell auf den aufgenommenen Aufnahmen schnell beurteilt werden kann (Kapitel 4.3).

Weitere 4 Gruppen, die jeweils aus 3 Wolframstiften bestehen, befinden sich am Ende (8,5 cm, 9,0 cm und 9,5 cm Abstand zum Isozenrumspunkt) auf der Ach-senkreuzlinie und dienen zur Markierung der jeweiligen Blende bei der 4-Quadrantenfeld-Aufnahme (Kapitel 4.1).

Zudem markiert ein Wolframstift das Isozentrum und etliche Gravuren erleichtern die Positionierung nach Raumlaser. Dieser Wolframstift in der Mitte der Platte sollte im Lichtfeld mit dem eingblendeten Schnittpunkt des Crosshair's überein-stimmen. Ausgehend vom Mittelpunkt ist eine Gravur entsprechend des Zentral-strahls aufgebracht. Die schwarz hinterlegten Gravuren sind unterbrochen und erst in 1 cm Abstand zum Isozentrumspunkt eingelassen, um den Laser auf dem schwarzen Untergrund und das eingblendete, als grauer Linienschatten sichtbare Crosshair, auf dem weißen bzw. alufarbigenen Hintergrund besser erkennen zu können.

Weiter hat die Prüfplatte eine Aussparung an einer Ecke, so dass sie sich nur in einer Einsteckrichtung in dem Aufsteller zu vertikalen Verifikationen positionie-ren lässt, das gewährleistet die Reproduzierbarkeit der Messungen, bei immer gleichem Messaufbau.

Zur Aufstellung der Prüfplatte dient ein von Positronic im Programm vorrätiger Aufsteller, der dahingehend modifiziert wurde, dass 3 Stellschrauben montiert wurden, mit dem die Prüfplatte vertikal positioniert werden kann. Als Orientie-rungshilfe dient dazu eine in den Aufstellerfuß eingelassenen Libelle. Die Patien-tischoberflächen haben bei uns eine Neigung in longitudinaler Richtung von 0,2°. Diese kann mit den Stellschrauben ausgeglichen werden.

Für die Darstellung im Lichtfeld wurden verschiedene Gravuren ausprobiert. Schwarz hinterlegte Gravuren sind bei den bei uns verwendeten roten Laseranzei-gen gut lokalisierbar.

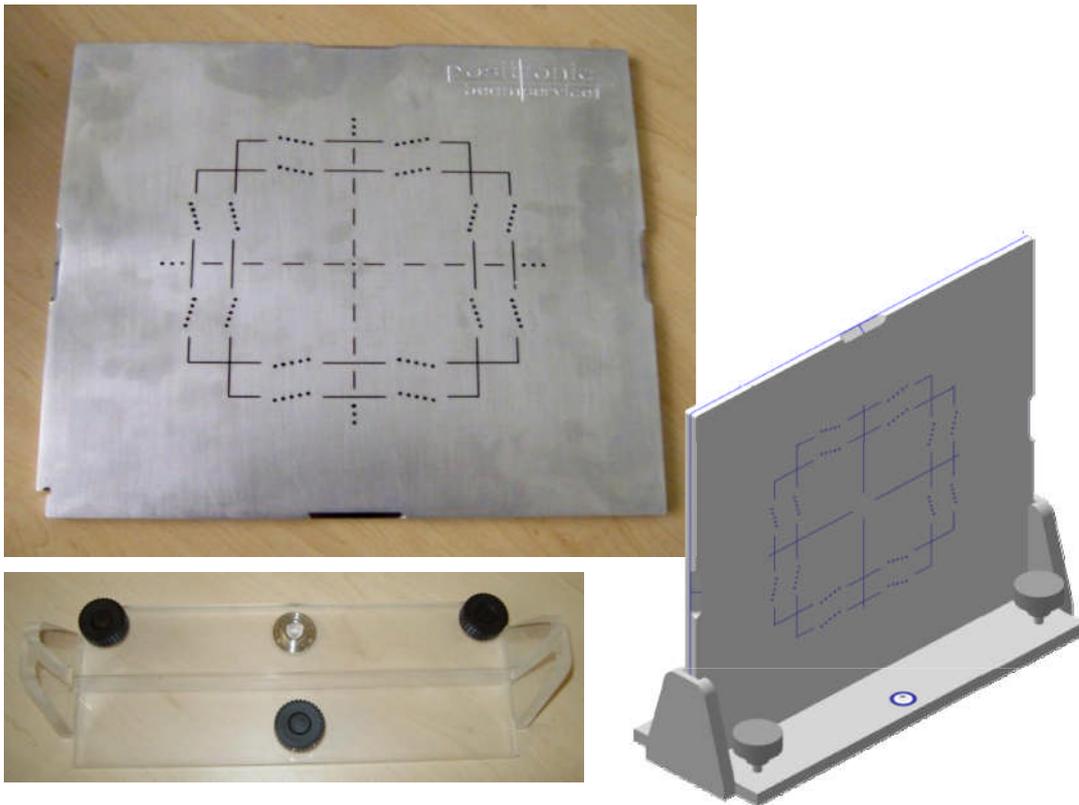


Abbildung 14: Positronic-Prüfplatte und Aufsteller

Allerdings sind bei weißem Hintergrund die Halbschatten des Lichtfeldrandes schwer erkennbar, so daß hierfür auch schwarze Gravuren benötigt werden. In Anlehnung an die DIN 6847-5 wurden schwarz hinterlegte Gravuren der um 90° zueinander gedrehten $12 \times 16 \text{ cm}^2$ Felder angebracht, um den Halbschatten an der Lichtfeldkante hierauf ausrichten zu können (4.2). Da die Gravuren natürlich nicht im Strahlenfeld zu erkennen sind, wurden an jeder Feldseite 5 Wolframstifte derart eingelassen, dass der mittlere Stift mit seinem Mittelpunkt genau auf der Feldgrenze liegt, während die anderen 4 so angebracht sind, dass vom Mittelpunkt aus zur Gravur der Feldkante 1 mm bzw. 2 mm Abstand sind (Kapitel 4.2 und Abbildung 27).

Wichtig ist, dass die Wolframstifte nicht in den Feldecken plaziert sind, da diese sonst in der Bildauswertung stören, um z.B. die Feld-Diagonalen einzuzeichnen (Kapitel 4.2).

Zur horizontalen Verwendung der Platte wurde an allen Seiten der Platte ein Stück der Kante abgeschrägt, um hier eine Gravur in Verlängerung zur Zentralstrahlmarkierung anbringen zu können, die zur Ausrichtung der Platte nach den Laserlichtmarkierungen dienen. Wird die Platte in vertikaler Position benutzt, wurde parallel zur Kante eine weitere Gravur eingelassen, um die Platte in dieser Position ausrichten zu können.

Der Entwurf der DIN EN 60976 bietet die Möglichkeit mit einer Prüfplatte die bisher mit Film durchgeführten Prüfungen auszuführen. Die Eignung der entwickelten Prüfplatte soll in Kapitel 4 gezeigt werden.

4 Evaluierung der QA-Maßnahmen

Folgende QA-Maßnahmen, die bisher mit Film nach DIN 6847-T5 durchgeführt wurden, sollen bezüglich der Durchführbarkeit mit dem EPID evaluiert werden:

1. 4-Quadranten-Feld-Aufnahme
2. Lichtfeld-Strahlenfeld
3. Kongruenz von Gegenfeldern
4. Sternschüsse
5. MLC Positions Tests (statisch)
6. IMRT Maschinen QA (Dosimetrie von Fluenzfeldern und dMLC Tests)

Dabei ist anzumerken, dass aufgrund der unterschiedlichen Beschaffenheit von Simulator und Beschleuniger, die QA-Maßnahmen 1, 3, 5 und 6 am Simulator nicht durchgeführt werden. Punkt 1 und 3 beziehen sich auf Positionierungsgenauigkeiten der Blenden, diese sind am Simulator nur durch Drähte eingebildet (Abbildung 14), die tatsächlichen Blenden dienen nur der Einblendung des Strahlenfeldes zur Kontrastregelung aber nicht zum Anzeigen der realen Strahlenfeldblenden. Punkt 5 bezieht sich auf den MLC, der am Simulator nicht vorhanden ist und nur über die Software eingebildet werden kann (DSP). Punkt 6 bezieht sich auf die dosimetrische Verifikation, die nur am Beschleuniger stattfindet. Eine Übersicht der in der Gemeinschaftspraxis für Strahlentherapie Kassel durchgeführten QA ist im Anhang A4 angefügt.

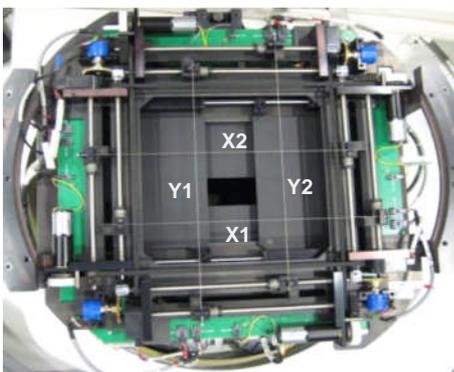


Abbildung 15: Simulator-Kollimatorkopf

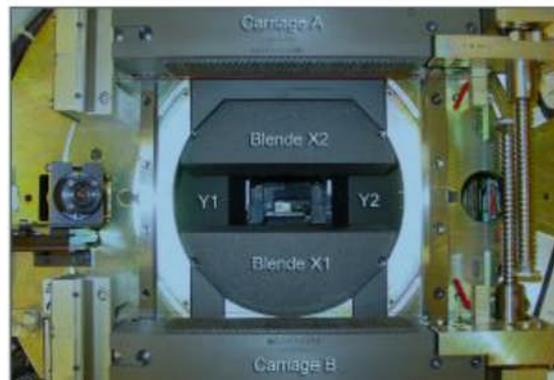


Abbildung 16: Beschleuniger-Kollimatorkopf

Messungen haben gezeigt, dass das EPID seine Nullposition relativ zum Strahlkopf mit einer Reproduzierbarkeit von etwa 0,5 mm anfährt, wobei die Nullposition wegen der Gravitation vom Gantrywinkel abhängig ist. Die Beziehung zwischen dem Bild- und dem Strahlenfeldkoordinatensystem muss deshalb vor jeder Messserie neu bestimmt werden.

In dieser Arbeit dienen die Marker auf der Positronic-Platte (Kapitel 3) zur Bestimmung des Strahlenfeld-Koordinatensystems. Zur Vermeidung von Verzerrungen muss die Fläche des EPID senkrecht zum Zentralstrahl ausgerichtet sein. An den

im Hause verfügbaren zwei Beschleunigern können in Übereinstimmung mit Beobachtungen anderer Gruppen [BAY03; BUD05; RHE06] Kippungen des EPID relativ zur Isozentrumslinie von $0,2^\circ$ gemessen werden und sind vernachlässigbar. Da die Abdeckung des EPID's nicht fest montiert ist, kann dort eine Markierung nicht als Referenz dienen. Deswegen wurde an der Rückseite der Aufnahme-Kassette eine Markierung angebracht, um das EPID mit den Raumlasern auszurichten.

4.1 4-Quadranten-Feld-Aufnahme

Diese Verifikation spielt eine große Rolle bei bestimmte Tumoren, die man nur dann adäquat bestrahlen kann, wenn Techniken eingesetzt werden, bei denen Bestrahlungsfelder direkt aneinander angrenzen. Beispiele sind die Neuroachsenbestrahlung mit zwei cranialen lateralen Feldern und einem spinalen dorsalen Feld oder die Behandlung von HNO- und Mammakarzinomen mit einer Kombination aus Elektronen- und Photonenfeldern zur Schonung von Rückenmark und Lunge. Problematisch bei derartigen Feldanschlüssen ist eine mögliche Über- oder Underdosierung, die bei divergenten Strahlenfeldern zusätzlich tiefenabhängig ist. Um eine möglichst große Dosisinhomogenität im Anschlussbereich zu erreichen und damit die Gefahren von hot or cold spots zu minimieren, werden verschiedene Verfahren angewandt: Eine Möglichkeit bietet die Verschiebung der Feldgrenzen durch VARIation der Feldgrößen nach einer oder mehreren Fraktionen, wodurch die Dosisinhomogenitäten über einen größeren Bereich verschmiert werden. Gantry- oder Tischauswinkelung oder der Einsatz von Halbfeldern stellen einen weiteren Ansatz dar, bei dem parallel verlaufende Randflächen angeschlossen werden. Um den korrekten Anschluß der Halbfelder für die klinische Routine gewährleisten zu können, wird diese Verifikation durchgeführt.

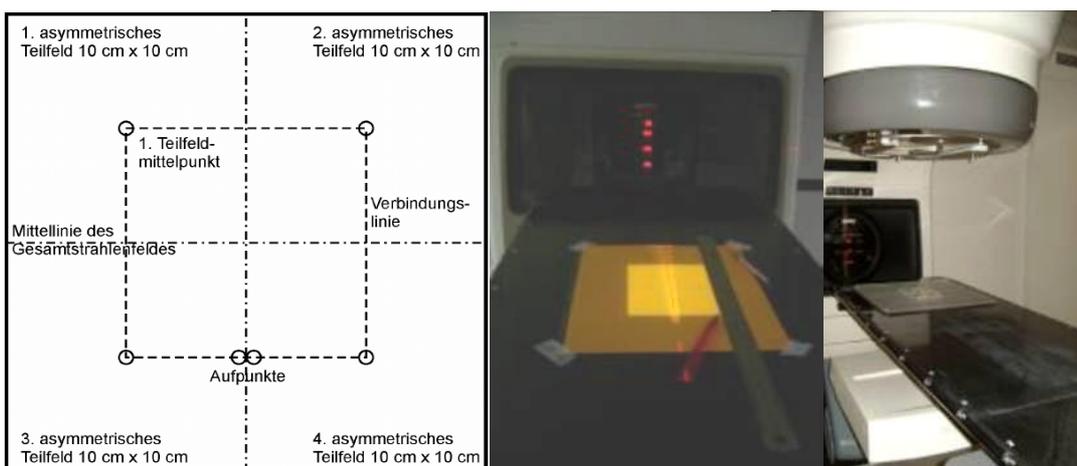


Abbildung 17: Quadrant nach DIN 6847-T5

Abbildung 18: Messaufbau Film und EPID

Nach DIN 6847-T5 soll bei jeder Nenn-Energie der Film bzw. das EPID so exponiert werden, dass ein Gesamt-Strahlenfeld der Abmessung $20 \times 20 \text{ cm}^2$ aus vier

asymmetrischen eingestellten und einzeln exponierten Strahlenfeldern der Feldabmessung $10 \times 10 \text{ cm}^2$ zusammengesetzt wird.

In unserer Abteilung wird nach jeder Wartung, die quartalweise an jedem Beschleuniger durchgeführt wird, ein Film im Wechsel entweder mit 6 MV oder mit 15 MV bestrahlt. Zusätzliche Aufnahmen werden nach Reparaturen, die die Blenden betreffen und nach Blendenjustage durchgeführt. Zur Bestrahlung des Films wird dieser auf dem Patiententisch in $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ mit Klebeband fixiert. Das Isozentrum, Punkte auf den Zentralstrahllinien, zur späteren Identifikation der Blenden, sowie die Ausrichtung zur Gantry werden mit einer Nadel markiert. Der Filmdosimetrie-Testpatient wird am Treatment aufgerufen und die vier asymmetrischen $10 \times 10 \text{ cm}^2$ Felder werden nacheinander mit jeweils 50 MU appliziert. Nach der Filmentwicklung erfolgt zunächst eine visuelle Auswertung des Films. Auf die Auswertung der Teilfeldmittelpunkte wird verzichtet, da bei dieser Überprüfung die Mittellinien im Gesamtstrahlenfeld relevant sind.

Nach Hersteller liegt die Spezifikation für die Blendenpositionierungsgenauigkeit bei $\pm 2,0 \text{ mm}$. Zur Demonstration wurde in den hier gezeigten Aufnahmen eine Fehlpositionierung der Blenden von $\pm 2,0 \text{ mm}$ provoziert. Aus unserer Praxiserfahrung ist eine optimaler Feldanschluß, wie in Abbildung 20 gezeigt, prinzipiell möglich. Es wird maximal eine Über- bzw. Unterdosierung im Bereich $\leq 0,5 \text{ mm}$ toleriert (Abbildung 19). Das entspricht einer einer Abweichung von 1,5 % relativer Dosis. In der Praxis wird bei einem Bild, wie es in Abbildung 20 rechts gezeigt wird, die Blenden neu kalibriert, bis ein Ergebnis, wie das linke Bild in Abbildung 20 zeigt, erreicht ist.

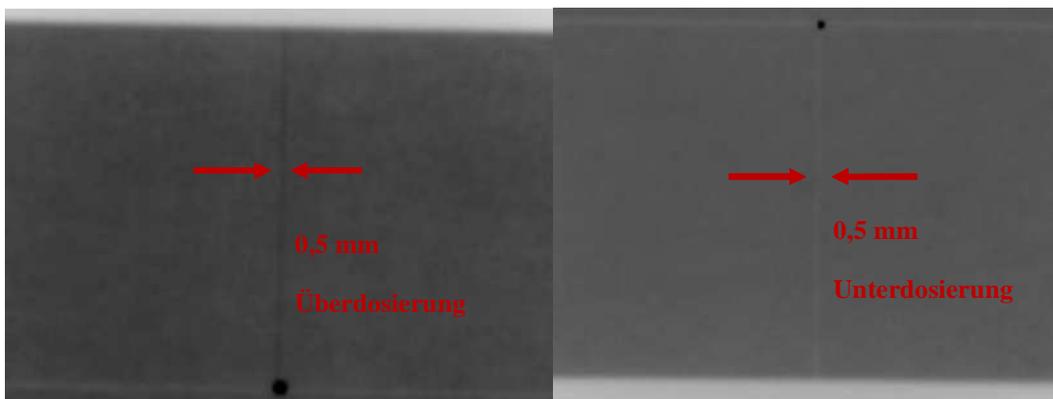


Abbildung 19: Grenzwert für asymmetrische Feldanschlüsse

Die Filmaufnahmen in dieser Arbeit werden gleichzeitig mit der EPID-Aufnahme aufgenommen: Dazu wird die Positronic-Prüfplatte nach Crosshair in $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$ ausgerichtet und der Film auf der Prüfplattenoberfläche mit Klebeband fixiert. Nachfolgende Aufnahmen (Abbildung 20) zeigen links einen optimalen Feldanschluß und rechts einen um 2 mm fehlerhaften Feldanschluß. Für letzteres wurden die x-Blenden um 2 mm zu weit in das Feld gefahren, dadurch entsteht eine Unterdosierung im Anschlußbereich, sichtbar durch eine weiße Linie im Bild. Die y-Blenden wurden um 2 mm zu wenig weit in das Feld gefahren, dadurch entsteht

eine Überdosierung im Feldanschlußbereich, die sich in einem schwarzen Streifen auf dem Bild zeigt.

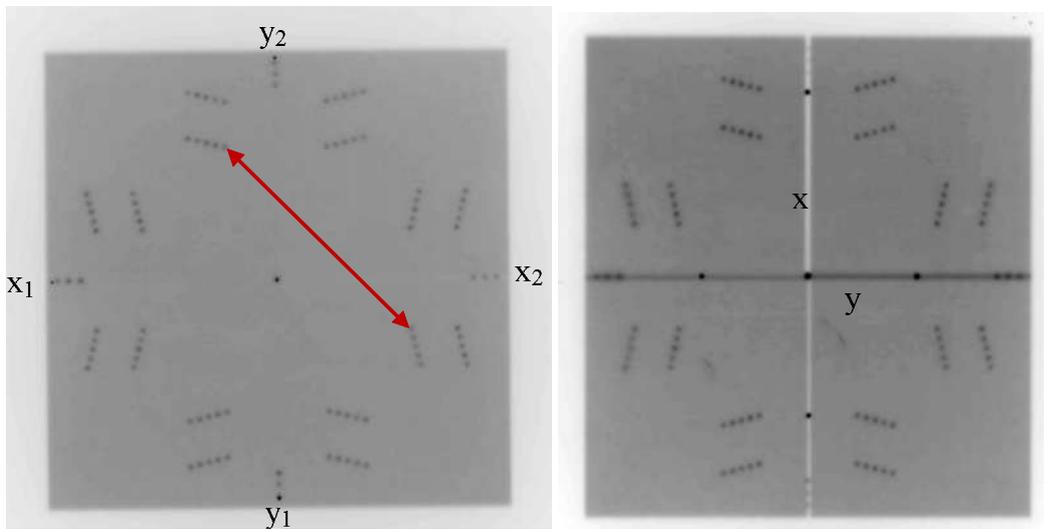


Abbildung 20: Film: links: optimaler Feldanschluss, rechts: um 2 mm fehlerhafter Feldanschluss

Die 5 dunkleren schwarzen Punkte in den Aufnahmen sind die von Hand gestochenen Markierungen, die schwächer schwarz sichtbaren Markierungen entstehen durch Rückstreuung an den Toleranzmarkierungen der Prüfplatte.

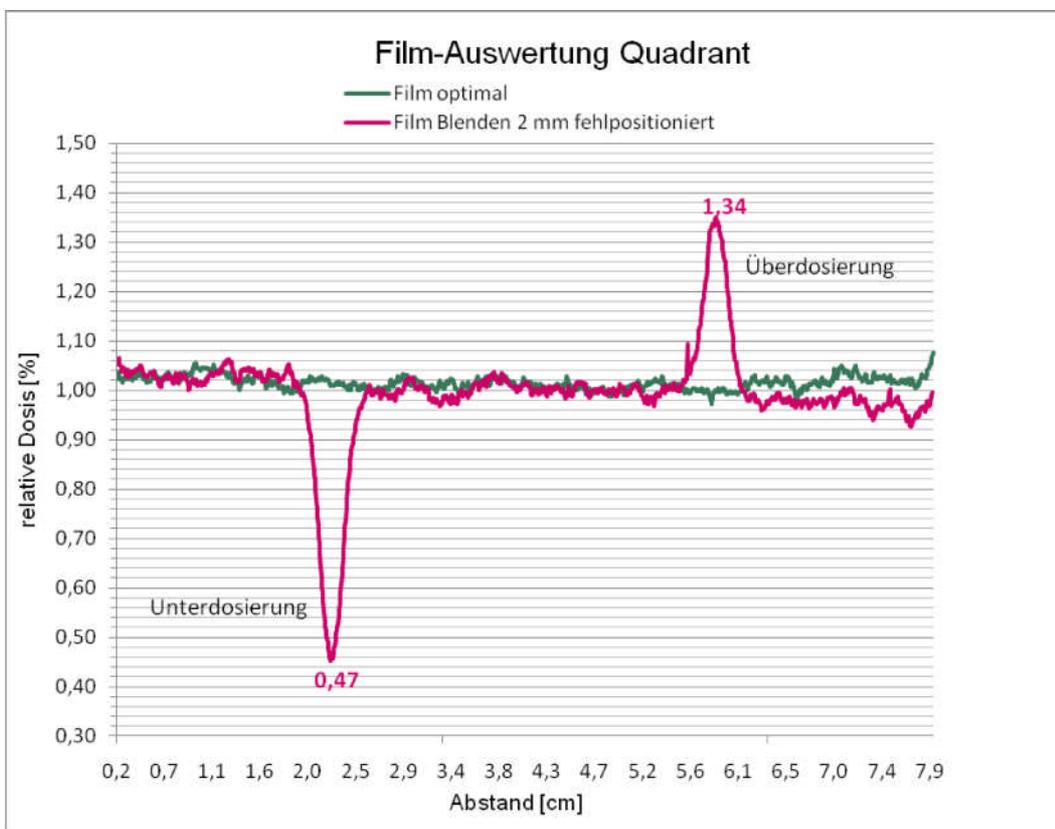


Abbildung 21: Grafik Filmauswertung Quadrant

Um die Ergebnisse der Film-Aufnahmen mit den Ergebnissen der EPID-Aufnahmen vergleichen zu können, wurden, wie die Abbildung 20 zeigt, die Feldanschlüsse anhand von Linienprofilen (rote Linie, Abbildung 20 links) verglichen. Denn, wie bei dem optimalen Feldanschluß in Abbildung 21 links zu sehen ist, zeigt die EPID-Aufnahme Über- und Unterdosierungen, die nicht tatsächlich vorhanden sind, sonst wären sie auf dem Film ebenfalls sichtbar. Außerdem zeigt auch das Linienprofil (Abbildung 22) keine Über- bzw. Unterdosierung. Dass beim EPID rein visuell ein Signal auch bei korrekten Feldanschlüssen sichtbar ist, liegt daran, dass der Kontrast hier stärker eingestellt ist bzw. der Grauwertbereich viel kleiner ist, als beim Film. Die relativen dosimetrischen Profile sind doch bei beiden Methoden im gleichen Größenbereich. Während man beim Film von der Größe des relativen Fehler's auf die Größe der Falschpositionierung der Blende schließen kann, geht das beim EPID nicht, da zur Optimierung des Verfahrens die Untergrundsignale in weiterführenden Analysen, die den Rahmen dieser Arbeit sprengen würden, untersucht werden müssen.

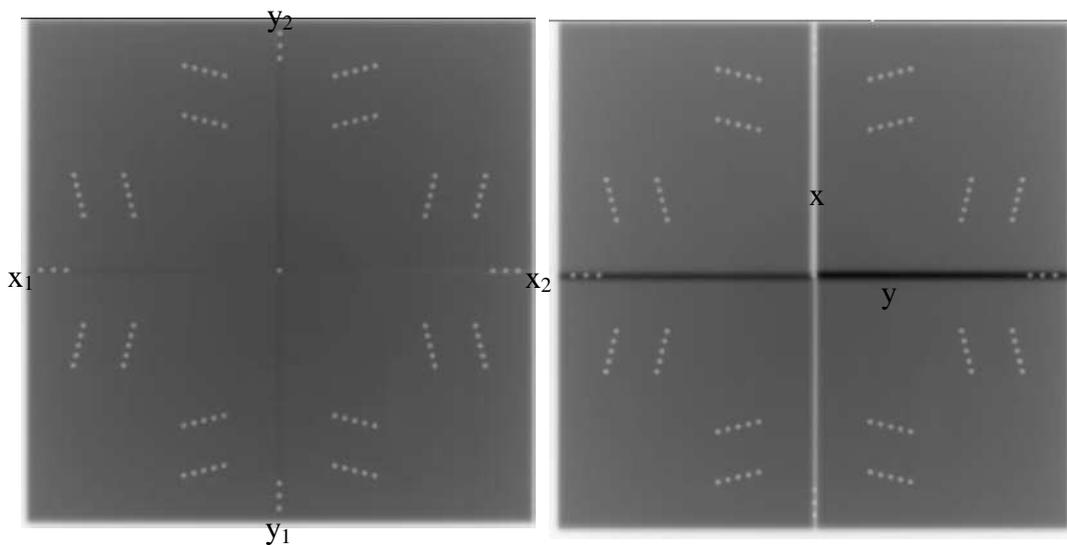


Abbildung 22: EPID: links: optimaler Feldanschluß, rechts: um 2 mm fehlerhafter Feldanschluß

Ein grundsätzliches Problem der Verifikation mit dem EPID ist es, dass die Bildaufnahme des EPID's automatisch stoppt, wenn das Strahlungsfeld zu Ende ist. Jedes Strahlungsfeld wird im Modus Single Before mit 2 MU in FID = 140 cm aufgenommen. Es können nicht alle 4 Einzelfelder in einer Aufnahme abgestrahlt werden und das Ergebnis, wie bei dem Film (Abbildung 19), direkt bewertet werden. Zur Zeit gibt es laut Hersteller keine Möglichkeit über die gesamte Bestrahlungszeit die Bildaufnahme fortzuführen. Multiarrays der Firmen Scanditronic/Wellhöfer oder PTW sind dazu in der Lage. Also wird eine Nachbearbeitung der Aufnahmen erforderlich. Hier stößt man auf das nächste Problem: Das in der Verifikation zur Verfügung stehende Combine Image Tool kann diese Bilder nicht komplett addieren. Es werden immer nur zwei Bilder überlagert, aber nicht alle vier.

Prinzipiell könnte man eine Auswertung Stück für Stück vornehmen, oder von der DIN 6847-T5 abweichen und mit Halbfeldern arbeiten. Ziel ist jedoch äquivalent zum Film auf einen Blick das entstehende 20 x 20 cm² Feld beurteilen zu können.

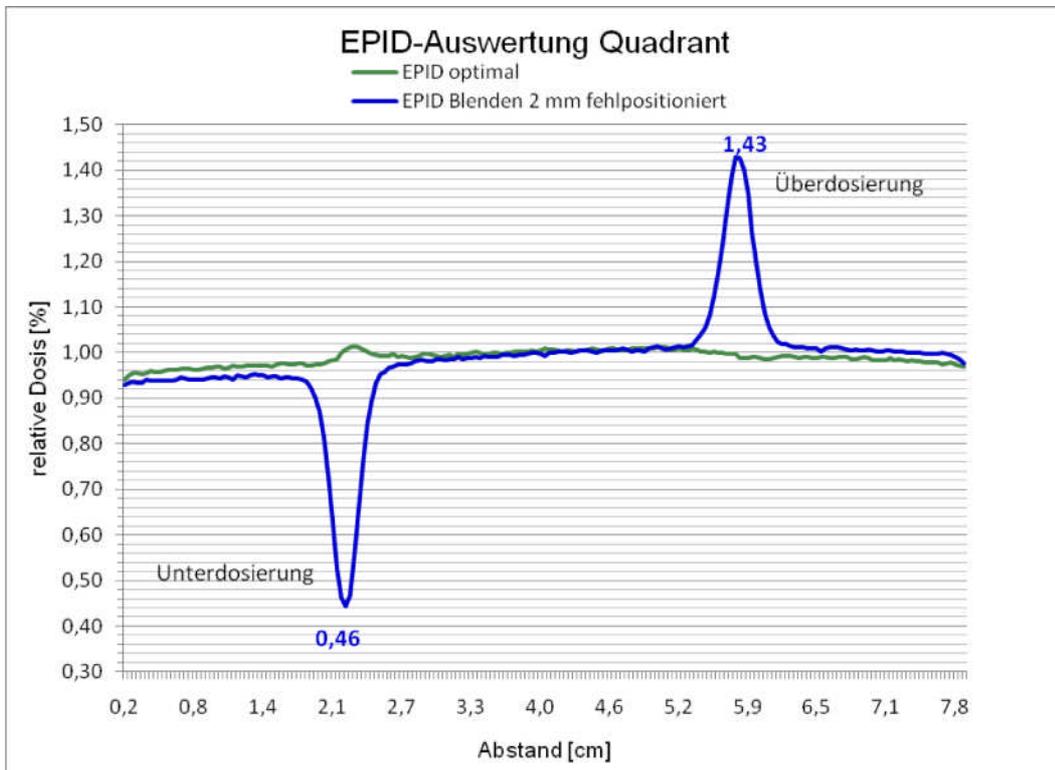


Abbildung 23: Grafik EPID-Auswertung Quadrant

Dazu wurde das Bildbearbeitungsprogramm Image J benutzt. Die aus dem Aria exportierten Dicom Bilder können direkt mit Image J geöffnet und pixelweise addiert werden. Über das Summenbild (Abbildung 20) können Linienprofile gelegt werden und so abgespeichert werden, dass sie mit MS Excel 2007 zur weiteren Bearbeitung direkt geöffnet werden können (Abbildung 22).

Der Vergleich der beiden Profile zeigt, dass die EPID- und die Film-Auswertung in ihren Ergebnissen weitgehend übereinstimmen. Die Werte für die Überdosierung differieren um 15 %, während die Werte für die Unterdosierung um 5 % differieren. Man kann hier erkennen, dass das EPID ein Untergrundsignal hat. Hier muss in einer weiterführenden Arbeit dieses Untergrundsignal näher untersucht werden. Ein möglicher Ansatz wäre: Aufnahmen mit dem EPID bei geschlossenen Blenden durchzuführen, um diese Untergrundprofile zu gewinnen und zu klären, ob diese konstant sind und ob diese tatsächlich zu diesen Differenzen führen, oder weitere Effekte einen Einfluss haben. Weiter müsste man einmal mit einem Film die Größe der relativen Unterdosierung kalibrieren, um das EPID gleichwertig mit den selben Toleranzgrenzwerten benutzen zu können.

Vermutlich werden die Signale auf den Filmaufnahmen etwas reduzierter dargestellt. Der Film besitzt zwar aufgrund seiner Körnung im μm -Bereich eine erheblich höhere Auflösung als das EPID, gleichzeitig zeigt der Film aber ein stark ver-

rausches Signal. Da der zu analysierende Bereich innerhalb eines mm liegt, können kleine Signale im Rauschen untergehen. Andererseits verschmiert das EPID die Dosis stärker, es wird das Signal über 2 benachbarte Pixel gemittelt, dadurch wirkt das Signal weniger verrauscht, dennoch ist der Film hochauflösender und somit genauer.

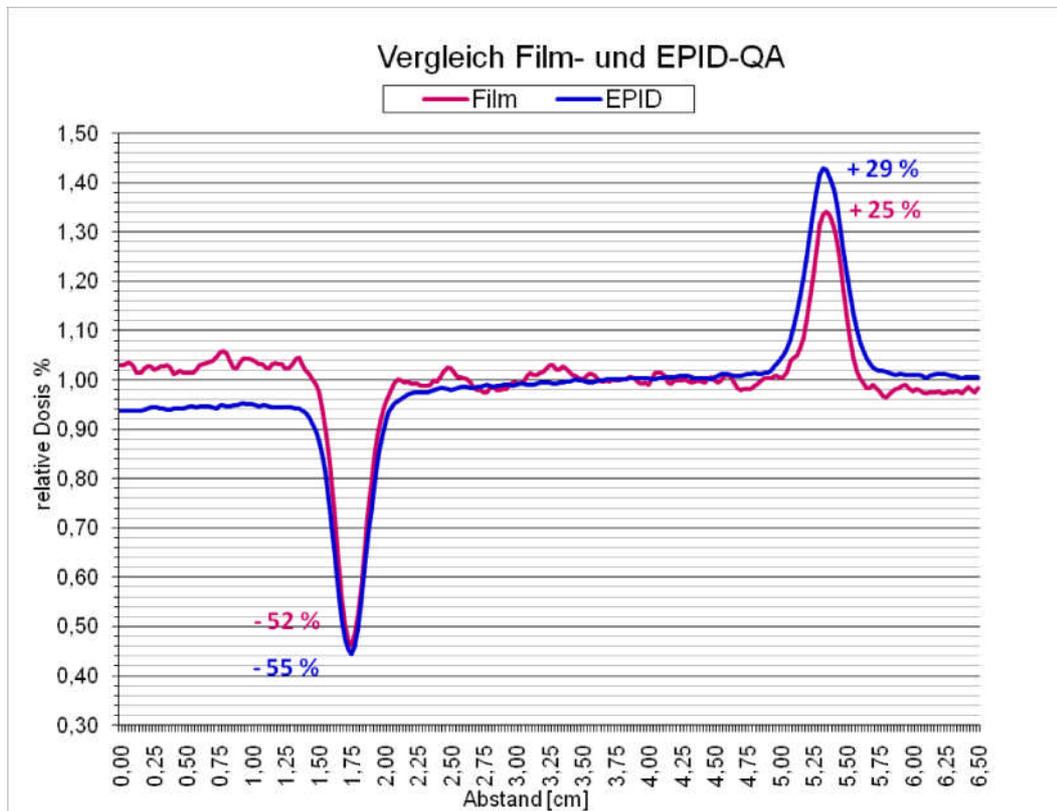


Abbildung 245: Vergleich Film- und EPID-Auswertung Quadrant

Das EPID zeigt die Signale deutlicher als der Film. Auch bei dem optimalen Feldanschluß (Abbildung 22 rechts) meint man eine Überdosierung erkennen zu können, die das Linienprofil (Abbildung 22) jedoch nicht zeigt. Es wurde die korrekte pixelweise Addition der Bilder im Programm Image J ausführlich überprüft, so daß ein Fehler durch die Bildverarbeitung ausgeschlossen werden kann. Potentiell kann die Ursache bei der Bildaufnahme direkt liegen, das müsste, wie schon beschrieben, in weiteren Prüfungen untersucht werden.

Für die praktische Umsetzung bedeutet das, dass man sich auf eine rein visuelle Auswertung des EPID-Bildes so nicht verlassen kann, da die Entscheidung, ob es sich um einen echten Effekt handelt oder nicht, schwer zu treffen ist. Also muss eine quantitative Auswertung mit Hilfe der Linienprofile erfolgen, wie es in dieser Arbeit ansatzweise gezeigt wurde. Diese Art der Auswertung ist jedoch für den effizient strukturierten Praxisalltag unbefriedigend, da das Exportieren der Bilder in eine anderes Programm mindestens genauso zeitaufwändig ist, wie die Filmentwicklung. Der Zeitaufwand erhöht sich erheblich, wenn man Untergrundmes-

sungen berücksichtigen müsste. Allerdings wäre mit EPID Materialaufwand kleiner.

Wünschenswert ist, dass bei einem der nächsten Softwareupdates das Verifikationstool im Aria bessere Auswertemöglichkeiten bietet. Alternativ bietet sich hier der Gafchromic-Film an, was ein unnötiger Kostenfaktor ist, da im Prinzip alle notwendigen Messmittel durch das Varian System bereits angeboten werden und nur das Auswertetool suboptimal arbeitet.

4.2 Lichtfeld-Strahlenfeld (LSF)

Die Koinzidenz von Licht- und Strahlenfeld muss nach DIN 6847-T5 vierteljährlich überprüft werden. Diese Überprüfung ist am Simulator ein Teil des Monats-QA's. An den Beschleunigern wird diese Prüfung nach jeder Geräte-Wartung, die vierteljährlich stattfindet, sowie zusätzlich nach Reparaturmaßnahmen, die sich hierauf auswirken können, durchgeführt. Die DIN 6847-T5 besagt, dass die „Wiederholpräzision der Einstellung der zu überprüfenden Feldgröße erfolgt durch den Vergleich der numerischen Anzeige der Feldgröße, die einmal von größeren und einmal von kleineren Anzeigewerten her einzustellen ist, mit den Abmessungen des Lichtfeldes im normalen Bestrahlungsabstand.“ [DIN98]. In unserer Abteilung werden die Feldgrößen stets von größerem zu kleinerem Feld bei diesen Messungen eingestellt. Ein Wechsel der Fahrrichtungen beim Einstellen der Feldgrößen würde zu zusätzlichen Fehlern durch Hystereseeffekten führen. Dieser Fehler liegt, laut Hersteller, im Bereich von 1 mm. Der normale Bestrahlungsabstand beträgt hier bei allen Prüfungen, sofern nichts anderes angegeben wird: SSD = 100 cm.

„Prüfmerkmale sind die maximalen Abweichungen der numerischen Anzeige der Feldgröße von der Größe des Lichtfeldes, die sich aus den Abständen der Lichtfeld-Ränder in den beiden Hauptebenen ergeben, gemessen längs der Feld-Mittellinien.“ [DIN98]

„Die Abmessungen und Positionen der Lichtfelder werden mit denen der Strahlenfelder durch Markierungen der Lichtfeld-Ränder und der Anzeigen der Zentralstrahlen auf Filmen dokumentiert und verglichen“ [DIN98].

Die Abweichung des Lichtfeldes von der Strahlenfeldgröße sollte eine Toleranz von 2 mm nicht überschreiten [SGS03].

4.2.1 LSF (Gantry 0°) am Simulator

Für den Simulator gibt es keine DIN-Vorschrift, die eine zu verwendende Feldgröße für die Überprüfung von Lichtfeld mit dem Strahlenfeld beschreibt. Daher wird eine im Patientenbetrieb übliche Feldgröße von 20 x 20 cm² gewählt [DGM02, SIE97]. Ein Film wird horizontal zur Gantry direkt auf dem Patiententisch mit Klebestreifen fixiert (Kapitel 4.2.2 und Abbildung 26), so dass ungefähr die Mitte des Films mit dem, im Lichtfeld eingeblendeten, Isozentrum überein-

stimmt. Die Tischhöhe wird so justiert, dass sich das eingeblendete Isozentrum auf dem Film in $SSD = 100\text{ cm}$ befindet.

Mit einer feinen Nadel wird das Isozentrum markiert. Mit einem Kugelschreiber wird in der Mitte der eingeblendeten Drahtschatten jeweils am oberen und unteren Ende der Felder eine Markierungslinie gezeichnet.

Beim Simulator wird das Lichtfeld nicht wie am Beschleuniger mit den Blenden direkt, sondern mit den Drähten, den sogenannten Wires angezeigt (Abbildung 15). Der Grund dafür ist, dass diese mit auf der Patienten-Aufnahme abgebildet werden und als Referenz bei der Bestrahlung für die Feldgrößen am Linac dienen und so dokumentiert sind. Die Blenden (sogenannte Blades) am Simulator selbst begrenzen die Strahlung auf den Patienten. Sie werden nicht zum Einstellen der tatsächlichen Feldgröße genutzt (Abbildung 15).

Die Kugelschreiber-Markierung wird nach der Filmentwicklung als heller Strich im Strahlenfeld sichtbar (Abbildung 26 rechts). Alternativ können auch Punktmarkierungen mit der Nadel vorgenommen werden. Hierbei ist darauf zu achten, dass diese sehr vorsichtig gesetzt werden, da sonst die Schwärzung die Feldgrenze zu weit überdeckt. Nachdem das Lichtfeld auf dem Film markiert ist, wird von außen der Film mit dieser eingestellten Feldgröße bestrahlt. Zur Bestrahlung wird der „pulsed-fluoro“-Modus, das Head-Template mit „Double Pulse Half Resolution“ benutzt, welches ein häufig im Patientenbetrieb häufig genutzt wird. Der Film wird entwickelt und visuell ausgewertet.

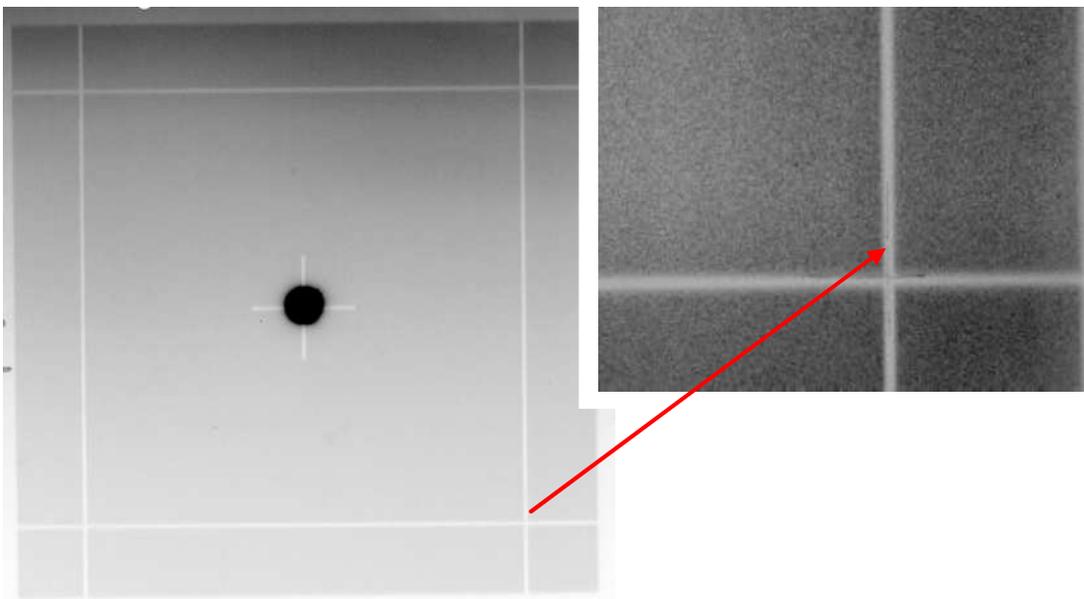


Abbildung 25: Film LSF Simulator

Dafür wird der Film vor einen Lichtkasten gehängt und die Übereinstimmung von den Lichtfeldmarkierungen mit der Abbildung der Drähte durch das Strahlenfeld beurteilt. Der Film kann zur genaueren Messung der Abweichung in das Verifikationssystem eingescannt werden und dort vergrößert und ausgemessen werden.

Bei dieser Methode ist der Fehler der manuellen Lichtfeldmarkierung meist größer als der tatsächliche Fehler. Nach unserer Praxiserfahrung liegt der Fehler unterhalb 0,5 mm.

Mit Einführung der digitalen Bildaufnahme am Acuity wurde die Konstanzprüfung mit dem EPID eingeführt. Es dient eine Aluminiumplatte (das Optical Alignment Tool der Firma Varian) mit Feldmarkierungen zur Einstellung des Lichtfeldes. Da die Platte Strahlung nicht ausreichend absorbiert, sind die Ecken des 20 x 20 cm² Feldes sowie das Isozentrum mit einem Bleidraht markiert worden, so kann direkt nach Bestrahlung am Monitor der Bedienkonsole des Simulators die Abweichung ausgewertet werden. Dazu wird das EPID auf 130 cm Abstand zum Fokus gefahren. In der Simulation Akquisition, der Simulationssoftware im Aria, kann direkt mit Messwerkzeugen das aufgenommene Bild bewertet werden.

Der signifikante Unterschied zwischen den 2 Messmethoden besteht darin, dass nicht mehr wie in DIN 6847-T5 empfohlen, direkt im Isozentrum die Messung vorgenommen wird, sondern dass ein Objekt in einem definierten Abstand zum Isozentrum abgebildet wird. Die Abbildung gibt durch das Abstandquadratgesetz den Fehler deutlicher, d.h. vergrößert wieder, da trotzdem das Fehlermittel bei $\leq 1,0$ mm liegt, spricht das für die Zuverlässigkeit und Genauigkeit des Systems.

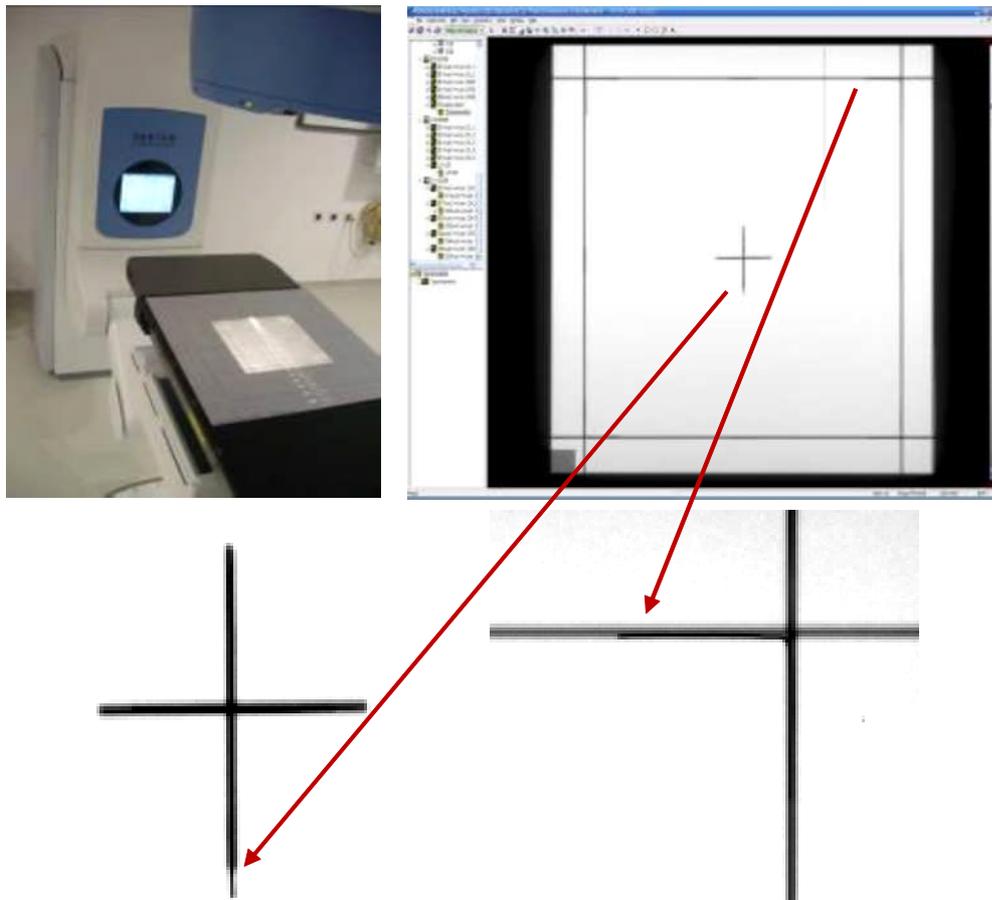


Abbildung 26: Messaufbau und Auswertung EPID LSF Simulator

Die Messwerkzeuge der Aria-Software berücksichtigen die Vergrößerung automatisch, so dass 1 mm im vergrößerten Bild auch tatsächlich 1 mm entspricht. Die Abweichung soll nicht größer als 2,0 mm sein [DGM98] und liegt nach unserer Praxiserfahrung üblicherweise bei maximal 0,5 mm.

4.2.2 LSF (Gantry 0°) am Beschleuniger

Anders als am Simulator werden für die Blenden am Beschleuniger konkrete Feldgrößen von der DIN 6847-T5 vorgegeben: Es sollen bei $SSD = 100\text{ cm}$ aus 0° Gantrywinkel die Feldgrößen $12 \times 16\text{ cm}^2$ (hier: 12 cm x-Blende und 16 cm y-Blende) auf dem Film markiert werden. „Prüfmerkmale sind die Differenzen der Abmessungen zwischen Lichtfeld und Strahlenfeld längs der beiden Feldmittellinien einerseits...“ (Abweichung Lichtfeldmarkierung mit Schwärzung durch das Strahlenfeld) ...“und der maximale Abstand zwischen den Positionen der Anzeige der Zentralstrahlen und den Mittelpunkten der Lichtfelder sowie den Mittelpunkten der Strahlenfelder andererseits“ [DIN98]. Das heißt es soll zusätzlich die Winkelgenauigkeit überprüft werden, indem das durch die Überlagerung der beiden Rechteckfelder entstehende Quadrat von Diagonalen durchzogen wird, die sich mit dem, im Lichtfeld markierten Isozentrum schneiden sollen. Das Strahlenfeld- und Lichtfeld-Isozentrum muss an demselben Ort sein. „Die Werte der Prüfmerkmale sind mit den betreffenden Bezugswerten zu vergleichen.“ [DIN98].

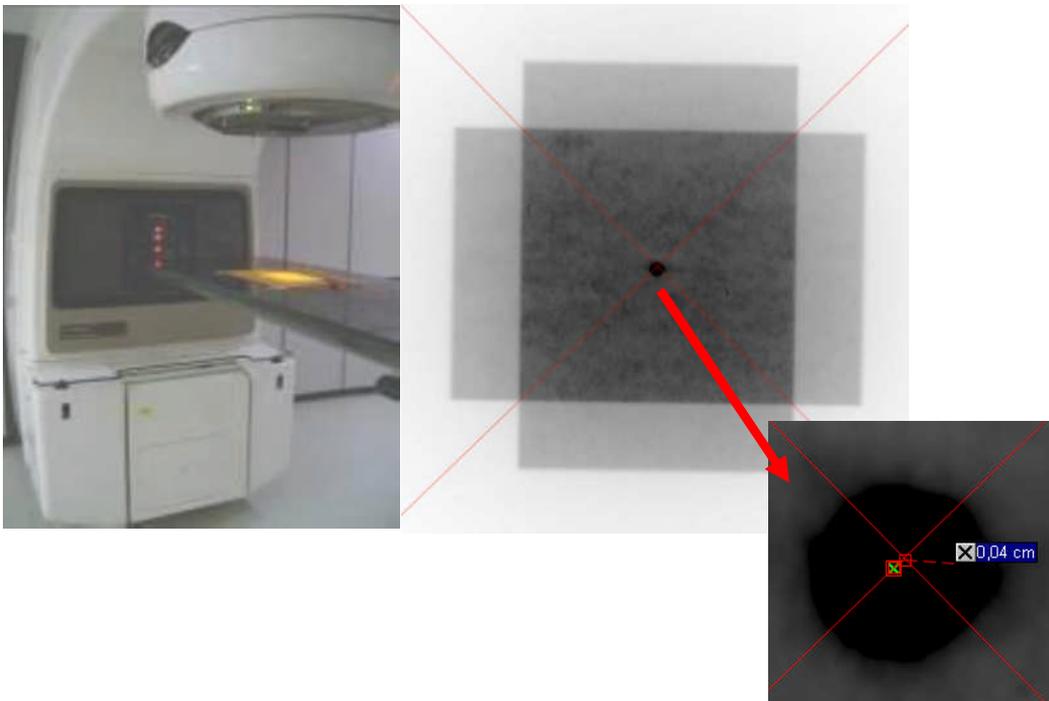


Abbildung 27: Messaufbau und Auswertung Film LSF Beschleuniger

Der Film wird auf dem Tisch fixiert. In $SSD = 100\text{ cm}$ gebracht und das Isozentrum mit einer Nadel gestochen. Das Lichtfeld wird eingblendet und im Halbschatten mit einem Kugelschreiber markiert. Die Kugelschreiberlinie sowie das markierte Isozentrum sind nach der Filmentwicklung hell zu sehen. Auf den so

präparierten Film wird nun das Strahlenfeld, mit der bei uns üblichen klinischen Dosisrate von 600 MU/min, appliziert. Es werden 50 MU pro Feld abgestrahlt. Auf denselben Film wird dasselbe Feld mit einer Kollimatordrehung von 90° abgestrahlt. Nach der Filmentwicklung wird die Lichtfeldmarkierung mit dem Strahlenfeld verglichen. Anhand der Feldmittellinien wird die korrekte Rechtwinkligkeit der Kollimatordrehung der Felder zueinander sowie das Überschneiden der Linien im markierten Isozentrum verifiziert.

Die Abweichung sowohl zwischen den Lichtfeldmarkierungen und der Schwärzung durch das Strahlenfeld als auch die Abstände zwischen den Mittelpunkten des im Lichtfeld markierten Isozentrums und des sich ergebenden Schnittpunktes der Diagonalen des inneren Strahlungsfeldquadrates soll 2 mm nicht überschreiten [DGM98]. Bei der Auswertung von 5 Filmen wurde eine Abweichung von 0,4 mm \pm 0,1 mm für das Isozentrum festgestellt. Die Abweichungen zwischen den Lichtfeldmarkierungen und dem Strahlenfeld sind stark abhängig von dem subjektiven Anzeichnen des Lichtfeldhalbschattens. Abweichungen liegen nach unserer Praxiserfahrung unter 1 mm.

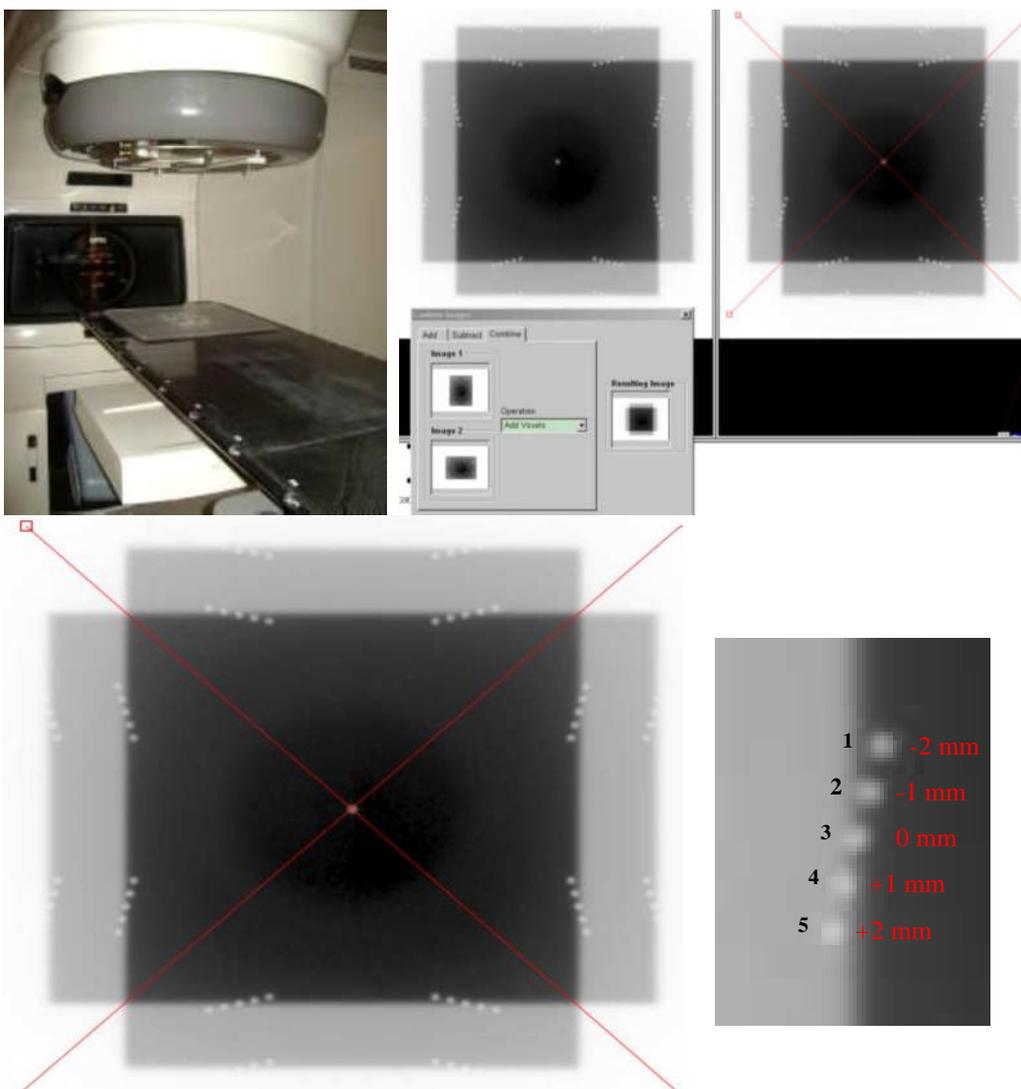


Abbildung 28: Messaufbau und Auswertung EPID LSF Beschleuniger

Von demselben Feld des QA-Patienten wird mit dem EPID in 140 cm Abstand zu Fokus ein Bild aufgenommen. Um das Lichtfeld zu markieren wird die in Kapitel 3 beschriebene Positronic-Prüfplatte in $SSD = 100$ cm auf dem Bestrahlungstisch platziert und das Isozentrum mit der IZ-Markierung der Platte in Übereinstimmung gebracht. Die Markierungen der Platte werden mit dem Halbschatten des Lichtfelds in Deckung gebracht. Es wird jede einzelne Blende (x_1, x_2, y_1, y_2) im asymmetrischen Modus von außen nach innen angefahren, so sind sofort auch Abweichungen zur numerischen Anzeige sichtbar.

Die für den Test notwendigen 2 Bildaufnahmen der gedrehten 12×16 cm² Felder (je 2 MU) werden im Bildaufnahmemodus aufgenommen, um die Blenden frei einstellen zu können. So können die Lichtfeldmarkierungen für jede Blende individuell eingestellt werden. Im klinischen Bestrahlungsmodus wäre das nicht möglich.

Das aufgenommene Bild (Abbildung 29) kann direkt bewertet werden. Wird der mittlere, der 3. Punkt der 5 Toleranzmarkierungs-Punkte von dem Strahlenfeld mittig geschnitten, stimmt das Strahlenfeld perfekt mit dem Lichtfeld überein. Werden der 2. oder 4. Toleranzpunkt erreicht, weicht die Blende 1 mm vom Lichtfeld ab. Werden die äußeren (1. oder 5.) Toleranzmarkierungs-Punkte erreicht, liegt eine Fehlpositionierung der Blende von 2 mm vor (Abbildung 29 rechts). Fehler können also sofort untersucht und die Aufnahme beliebig oft wiederholt werden („Retake“).

Anschließend wird der Kollimator um 90° gedreht, die Lichtfeldmarkierung überprüft und ein weiteres Bild aufgenommen. Im Unterschied zum Film sind nicht beide Aufnahmen in einem Bild zu sehen, sondern müssen noch addiert werden, was im Combine Image Tool problemlos möglich ist (Abbildung 29 links).

Die Auswertung erfolgt analog zum Film, indem die Abstände zwischen Licht- und Strahlenfeld bewertet und die Diagonalen durch das innere Strahlenfeld-Quadrat gelegt werden. Bei der Auswertung von 5 Aufnahmen wurde eine Abweichung von $0,5 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ festgestellt. Die zulässigen Fehler-Toleranzen liegen wie beim Film bei maximal 2 mm [SGS03].

4.2.3 LSF (Gantry 0° , SSD 90 cm und 130 cm) am Beschleuniger

Hier lautet die Forderung nach der DIN 6847-T5: „Die Messungen mit 90 cm und 130 cm Fokus-Film-Abstand dienen der Kontrolle sowohl der Richtung der Zentralstrahlen als auch der Divergenz der Strahlenfelder.“[DIN98]

Bei den Filmen lässt sich schon eine sehr geringe Abweichung des Isozentrums visuell feststellen. Diese liegt nach unserer Praxiserfahrung bei 1,0 mm auf 40,0 cm Höhendifferenz des Tisches. Bei 5 Aufnahmen wurde eine Abweichung von $0,7 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ festgestellt.

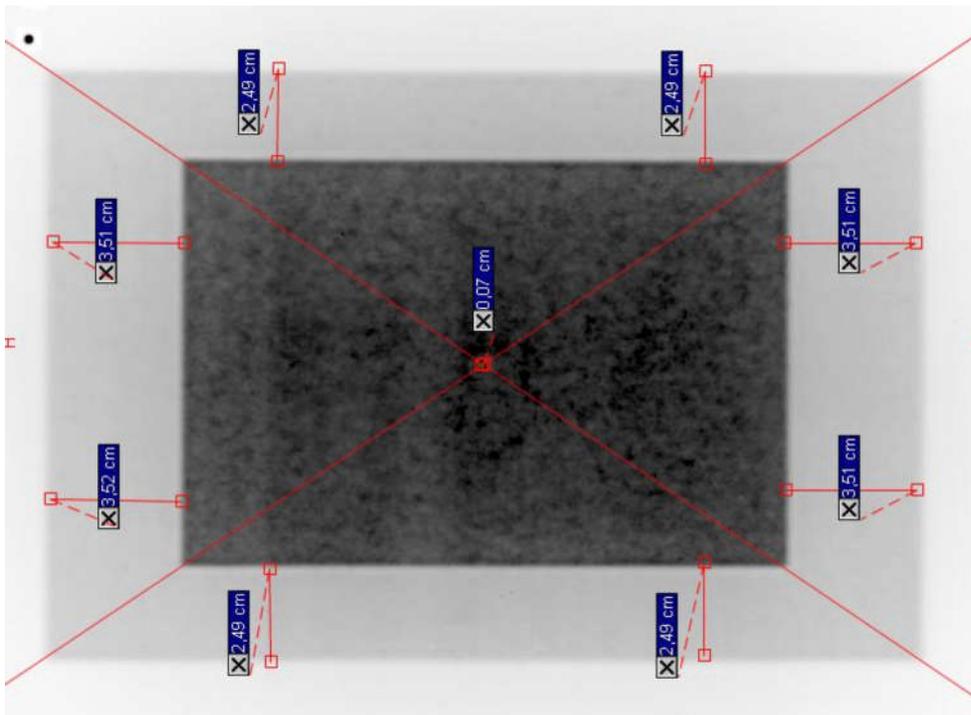


Abbildung 29: Film: LSF Gantry 0°, SSD = 90 cm und 130 cm

Dasselbe QA-Patientenfeld wird mit dem EPID in 160 cm Abstand zum Fokus aufgenommen. In diesem Fall wird von dem FID = 140 cm abgewichen, da bei einem SSD = 130 cm der Tisch vertikal soweit abgesenkt werden muss, dass die Imager Position 140 cm nicht möglich ist und es zu einer Kollision mit dem Tisch käme. Da das EPID für beide Aufnahmen in der gleichen Position verbleiben und nicht bewegt werden darf, wird es während der beiden Aufnahmen in diesem Fall auf FID = 160 cm platziert.

Um das Isozentrum zu markieren wird die Positronic-Prüfplatte in SSD = 90 cm auf dem Tisch fixiert und die Isozentrums-Markierung in Übereinstimmung mit dem eingeblendeten Crosshair gebracht. Das Strahlenfeld von 12 x 16 cm² wird mit dem Bildmodus „Single Before“ aufgenommen. Dann wird der Tisch abgesenkt bis auf der Isozentrumsmarkierung der Prüfplatte der vom Linac eingeblendete SSD = 130 cm eingestellt ist und erneut ein Bild mit denselben Feldgrößen aufgenommen. Ausser der Tischhöhe darf bei dieser Überprüfung kein weiterer Parameter variiert werden. Die Überlagerung der beiden Aufnahmen erfolgt im Verifikation-Tool: Combine Images.

Durch die Vergrößerung der in FID = 160 cm aufgenommenen Bilder lässt sich schon eine sehr geringe Abweichung des Isozentrums feststellen (Abbildung 30 unten, Bild um 90° gedreht dargestellt). Diese ist auf den ersten Blick schon in der Abbildung der Isozentrumspunkte sichtbar. Hierbei addieren sich die Fehler der vertikalen Tischrotation, der Genauigkeit der SSD- und Crosshair-Projektion.

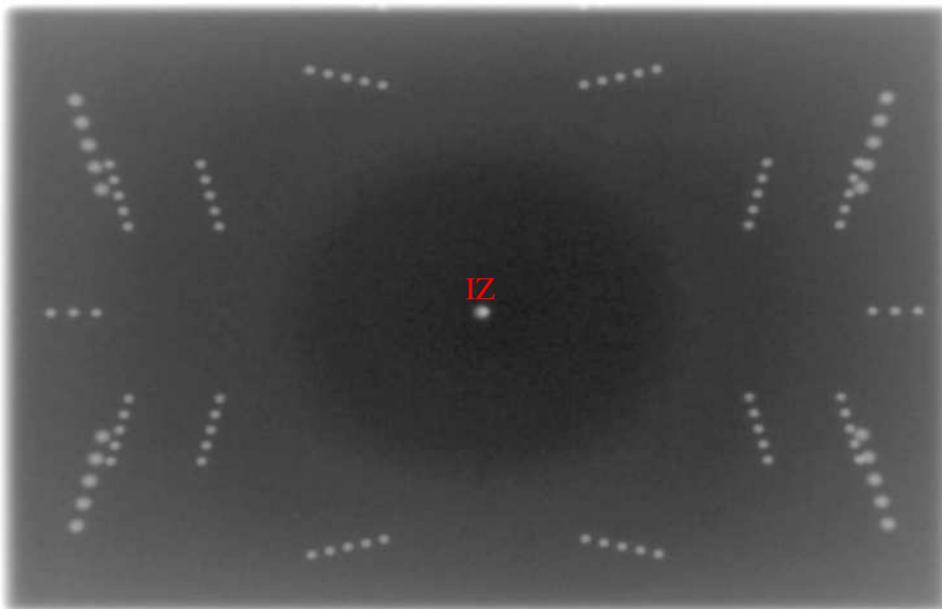
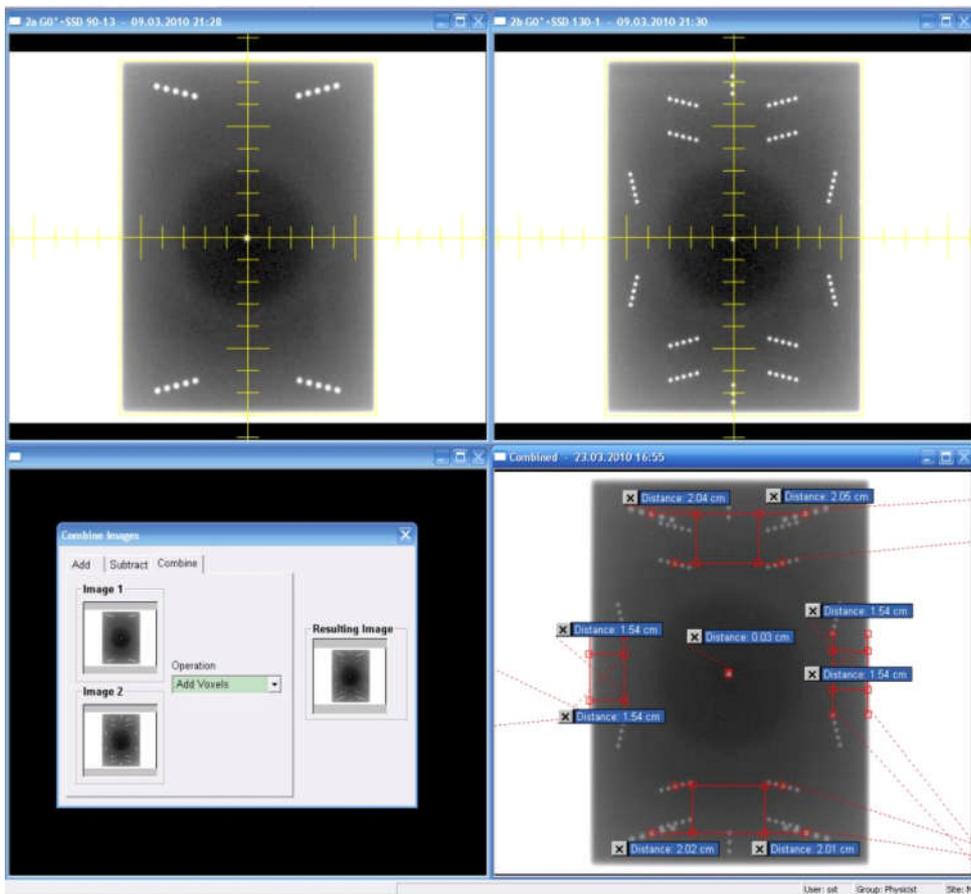


Abbildung 30: EPID: LSF Gantry 0°, SSD 90 cm und 130 cm

Es wird eine Fehlertoleranz von 2 mm zugelassen [SGS03]. Laut DIN 6847-T5 wird lediglich die Abbildung der Divergenz (Parallelität der Felder) mit dieser Messung überprüft. Diese kann mit den Abstandsmesswerkzeug nachgemessen werden (Abbildung 30 oben rechts). Bei 5 Aufnahmen wurde eine Abweichung von $0,3 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$ festgestellt.

4.2.4 LSF (Gantry 270° / 90°) am Beschleuniger

Der Film wird, in einer im Hause selbst hergestellten Filmhalterung, vertikal, in $SSD = 100$ cm auf dem Tisch fixiert. Das eingeblendete Isozentrum wird mit der Bohrung der Filmhalterung in Deckung gebracht. Das markierte Isozentrum ist nach der Filmentwicklung hell zu sehen. Wegen der fehlenden Aufbauschicht am Ort der Bohrung, wird weniger Strahlung absorbiert. Auf den so präparierten Film wird nun das Strahlenfeld appliziert.

Auf denselben Film wird dasselbe Feld mit einer Kollimatordrehung von 90° abgestrahlt, so dass anhand der Feldmittellinien die korrekte Rechtwinkligkeit der Kollimatordrehung der Felder zueinander sowie das Überschneiden der Linien im markierten Isozentrum verifiziert werden können. Aufnahme bei Gantrywinkel 270° , Kollimatorwinkel 0° und 90° , Feldgröße 12×16 cm², $SSD = 100$ cm. Nach Filmentwicklung wird die Lichtfeldmarkierung direkt mit dem Strahlenfeld visuell verglichen. Genauere Messungen lassen sich nach dem Einscannen des Films mit den Messwerkzeugen des Aria durchführen (Abbildung 31, unten links) Bei der Auswertung von 5 Aufnahmen wurde eine Abweichung von $0,5 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ festgestellt.

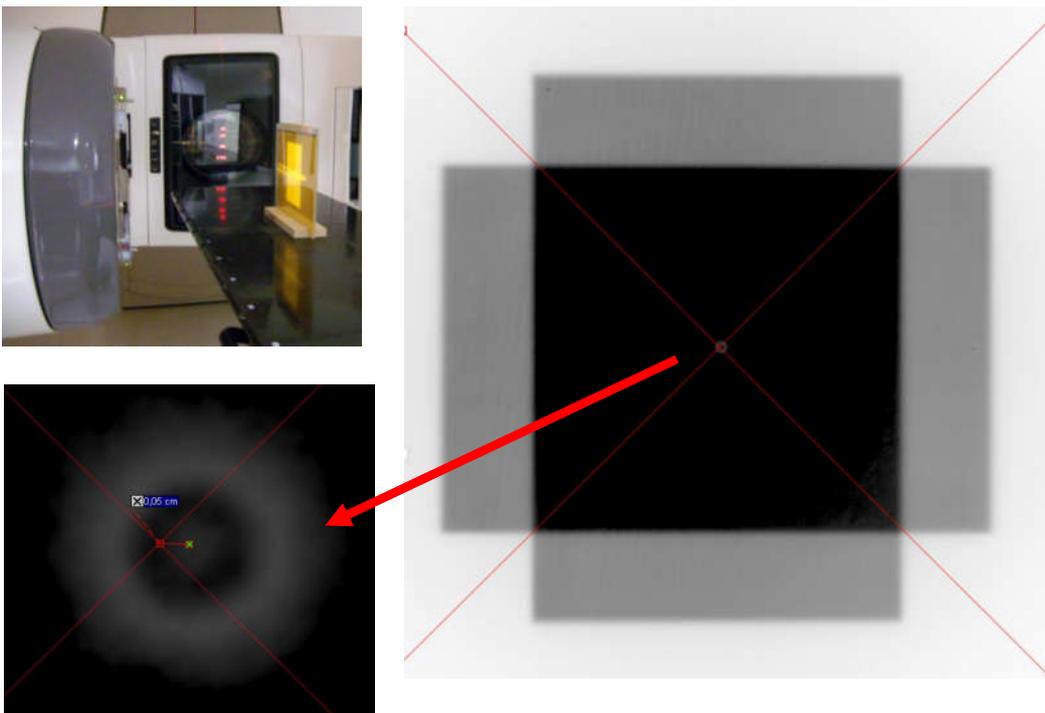


Abbildung 31: Film LSF Gantry 270°, Kollimatorwinkel 0° und 90°

Dieselben QA-Bestrahlungsfelder werden mit dem EPID in 140 cm Abstand zum Fokus aufgenommen. Um das Lichtfeld zu markieren, wird die Prüfplatte in $SSD = 100$ cm auf dem Tisch ausgerichtet.

Für die senkrechte Ausrichtung nach Laser dienen die seitlich angebrachten Gravuren. Desweiteren ist die Überprüfung und Justage der waagerechten Ausrichtung mit der Libelle sorgfältig durchzuführen, um einen Fehler durch eine verkippt aufgestellte Prüfplatte zu vermeiden. Stimmen die Markierungen für das

Lichtfeld mit dem tatsächlichen Lichtfeld nicht genau überein, müssen gegebenenfalls die Feldränder mit den Blenden korrigiert werden. Das Strahlenfeld wird mit dem Bildmodus „Single Before“ (2 MU pro Feld) aufgenommen. Anhand der auf der Prüfplatte angebrachten Fehlerpunkte wird geprüft, ob die Fehlertoleranz von 2 mm [SGS03] eingehalten wird.

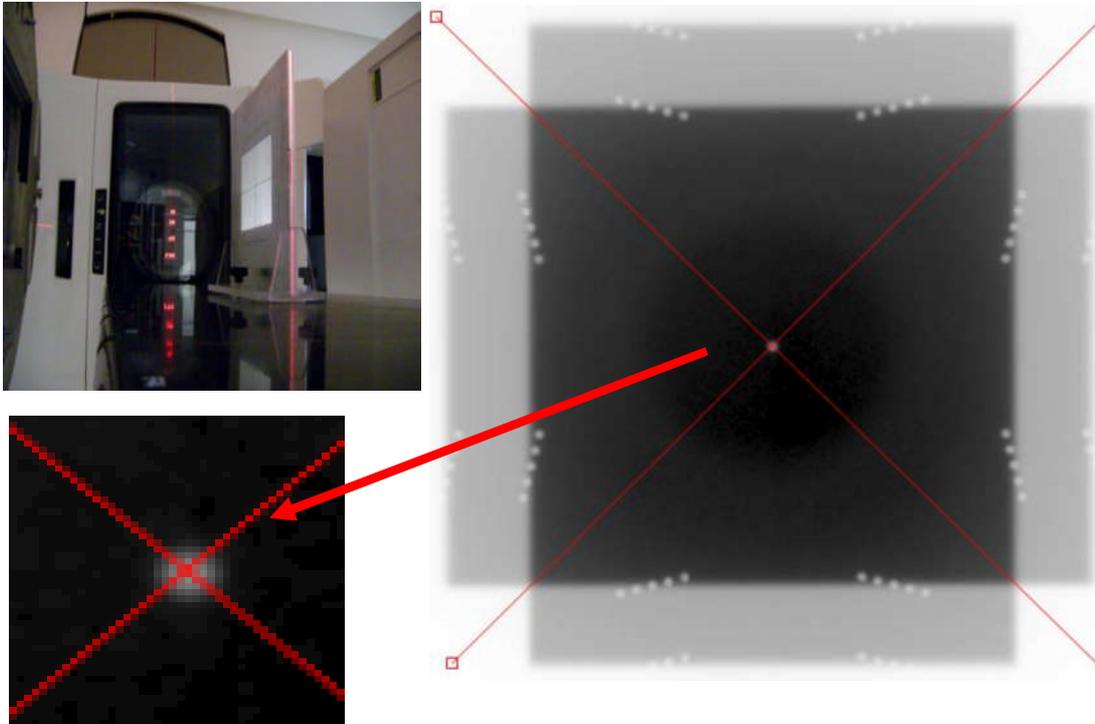


Abbildung 32: EPID LSF Gantry 270°, Kollimatorwinkel 0° und 90°

Die Überlagerung der beiden zueinander um 90° gedrehten Aufnahmen erfolgt im ARIA Verifikation Tool Combine Images und kann hier wie der Film durch Überlagerung der Feldmittellinien ausgewertet werden. Bei der Auswertung von 5 Aufnahmen wurde eine Abweichung von $0,2 \text{ mm} \pm 0,4 \text{ mm}$ festgestellt.

Anschließend wird dieselbe Verifikation mit Gantrystellung 90° durchgeführt (Abbildung 33 und 34). Bei der Auswertung von 5 Film-Aufnahmen wurde eine Abweichung von $0,6 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ festgestellt. Bei der Auswertung von 5 EPID-Aufnahmen wurde eine Abweichung von $0,3 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$ festgestellt

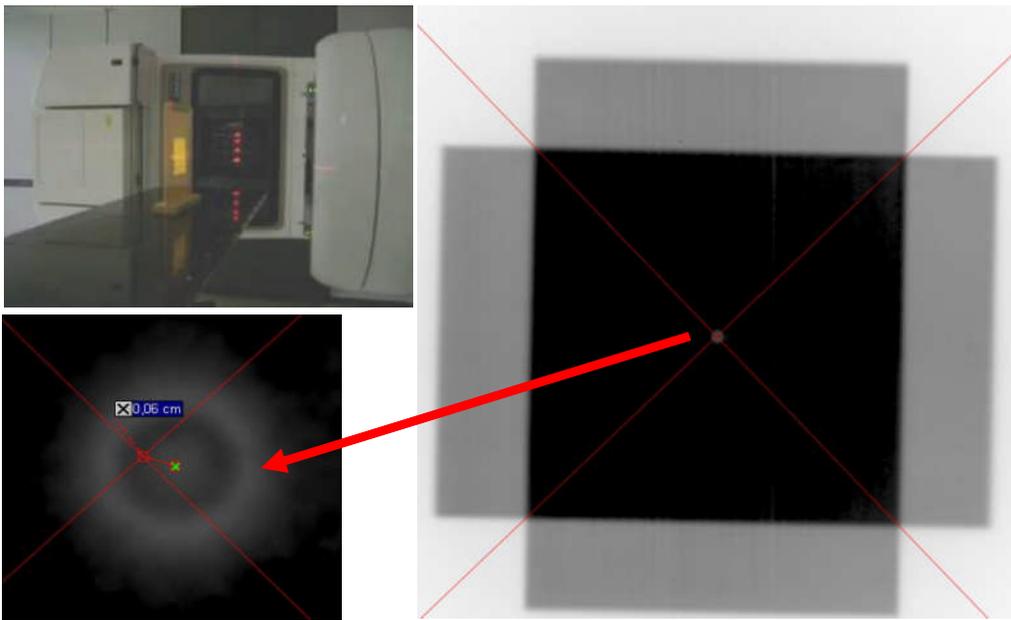


Abbildung 33: Film: LSF Gantry 90°, Kollimatorwinkel 0° und 90°

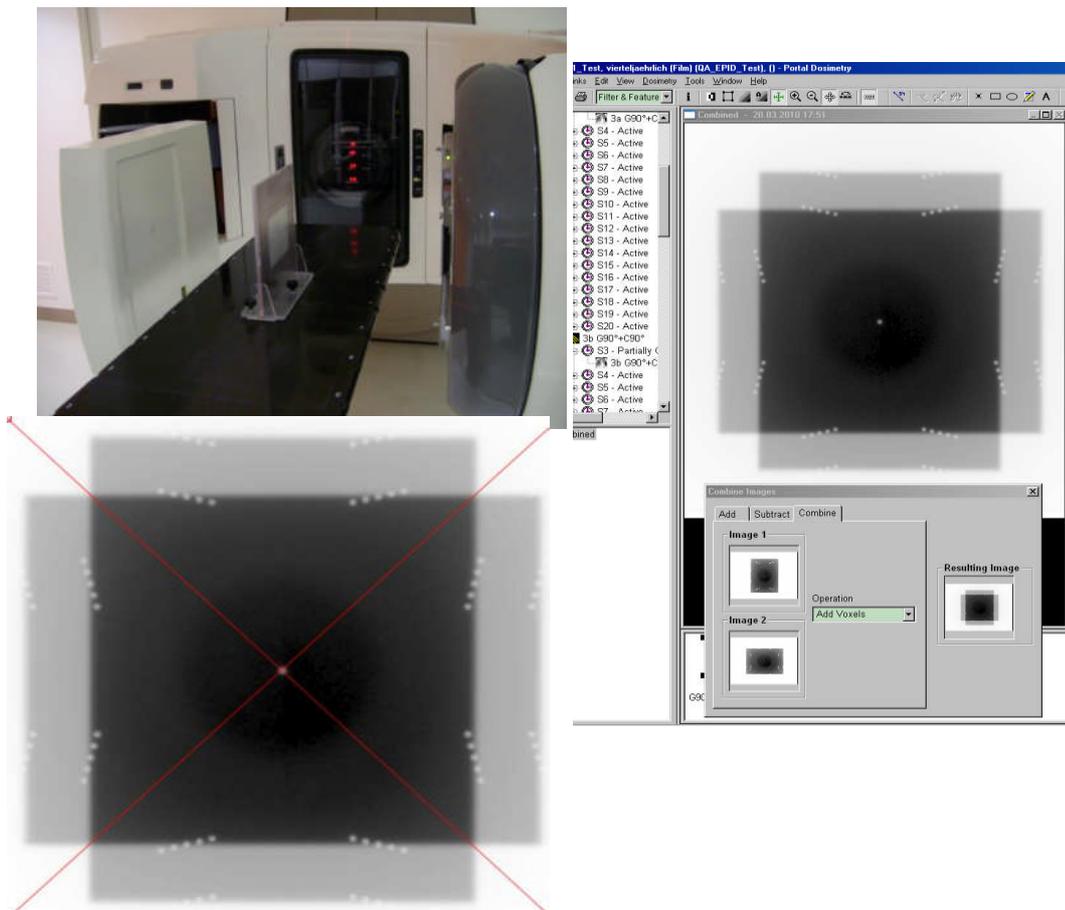


Abbildung 34: EPID: LSF Gantry 90°, Kollimatorwinkel 0° und 90°

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde die Einführung der EPID-QA in die klinische Routine in der Gemeinschaftspraxis für Strahlentherapie Kassel beschrieben. Es handelt sich um eine komplexe, aber auch technisch zeitgemäße Verifikationstechnik. Mit zunehmender Verbreitung der digitalen Radiographie verschwinden in immer mehr Kliniken die herkömmlichen Filmentwicklungsmaschinen. Was für die Arbeit der diagnostischen Abteilungen ein Fortschritt ist, stellt die Strahlentherapie vor neue Probleme: viele etablierte Verfahren zur Konstanzprüfung und Qualitätskontrolle der Einstellgenauigkeit am Therapiesimulator und am Linearbeschleuniger basieren auf der Belichtung von Röntgenfilmen unter verschiedenen geometrischen Bedingungen und der Überlagerung verschiedener Bestrahlungsfelder. Dies findet seinen Niederschlag in detaillierten Hinweisen in der entsprechenden DIN-Norm 6847-5. Inzwischen haben aber auch in der Strahlentherapie für die Verifikation der Bestrahlungsfelder der Patienten elektronische Bildaufnahmesysteme Einzug gehalten, so liegt es nahe, diese ebenfalls zur Konstanzprüfung einzusetzen. Dafür ist eine Anpassung der Prüfverfahren notwendig, was im DIN-Entwurf DIN EN 60976 bereits diskutiert wird.

Diese Arbeit zeigt, dass durch den Einsatz der EPID-Systeme nahezu alle Konstanzprüfungsverfahren mit Röntgenfilm gemäß der DIN 6847-T5 ersetzbar sind. Voraussetzung ist eine ausreichende Detektorauflösung der EPID's und eine entsprechende Bildverarbeitungssoftware mit Zeichen und Werkzeugen, die insbesondere das pixelgenaue Überlagern von Bildern und Übertragen von Konturen ermöglicht.

Es hat sich gezeigt, dass die für diese QA-Tests eigens entwickelte Prüfplatte dafür hervorragend geeignet ist. Sie kann auch in Verbindung mit Gafchomic-Filmen (siehe Kapitel 5) benutzt werden, was subjektive Anzeichnungen auf dem Film überflüssig macht.

Bei den bei uns verwendeten Verifikations-Softwarepaket ARIA 8.6.15 der Fa. Varian besteht noch Entwicklungsbedarf: wünschenswert für die Zukunft sind QA-Auswerte-Komponenten im Sinn von erweiterten Bildbearbeitungs- und -verarbeitungs-Tools, die bisher nur in sehr eingeschränktem Umfang vorhanden sind. Hier wäre auch ein Umdenken der Hersteller notwendig sowohl Software als auch die Hardware der Bildaufnahmesysteme dahingehend weiter zu entwickeln, dass sie nicht nur für den Patientenbetrieb, sondern auch für Verifikationen besser genutzt werden könnten, ein Anfang hierfür stellt das Tool Portal Dosimetry dar, mit dem dosimetrische Verifikationen gut gelingen und die zusätzliche Anschaffung eines teuren Multiaarray überflüssig macht.

Die Ergebnisse aus Kapitel 5 zeigen, dass eine Durchführung der Konstanzprüfungsaufnahmen mit dem EPID für die meisten in DIN 6847-T5 vorgegebenen Kontrollen möglich ist. Mit dem aktuellen Stand der Technik gelingen die meisten Prüfungen durch den Einsatz des digitalen Systems schneller als mit

Röntgenfilmen. Mit Hilfe der Darstellung Grauwert-interpolierter Bilder lassen sich geringere Abweichungen im Subpixelbereich bis zu 0,3 mm detektieren, d.h. die Auswertung direkt im digitalen Bild erlaubt, entsprechende Messfunktionen vorausgesetzt, Verifikationen sogar mit höherer Präzision, als sie bei der manuellen Auswertung belichteter Filme üblich ist.